

P21017.P04

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicant :M. NAKASHIMA

Serial No. :Not Yet Assigned

Filed :Concurrently Herewith

For :IMAGING ELEMENT FOR ELECTRONIC ENDOSCOPES AND ELECTRONIC
ENDOSCOPE EQUIPPED WITH THE IMAGING ELEMENT


CLAIM OF PRIORITY

Commissioner of Patents and Trademarks
Washington, D.C. 20231

Sir:

Applicant hereby claims the right of priority granted pursuant to 35 U.S.C. 119 based upon Japanese Application No. 2000-250206, filed August 21, 2000. As required by 37 C.F.R. 1.55, a certified copy of the Japanese application is being submitted herewith.

Respectfully submitted,
M. NAKASHIMA


Bruce H. Bernstein
Reg. No. 29,027

Reg No
33,329

August 20, 2001
GREENBLUM & BERNSTEIN, P.L.C.
1941 Roland Clarke Place
Reston, VA 20191
(703) 716-1191



PTX-17-45

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE



別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2000年 8月21日

出 願 番 号

Application Number:

特願2000-250206

出 願 人

Applicant(s):

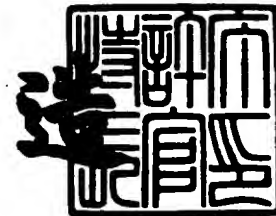
旭光学工業株式会社

CERTIFIED COPY OF
PRIORITY DOCUMENT

2001年 5月25日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

及 川 耕 造



【書類名】 特許願

【整理番号】 12P102

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61B 1/04
H04N 5/335

【発明者】

【住所又は居所】 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式会社内

【氏名】 中島 雅章

【特許出願人】

【識別番号】 000000527

【氏名又は名称】 旭光学工業株式会社

【代理人】

【識別番号】 100091292

【弁理士】

【氏名又は名称】 増田 達哉

【電話番号】 3595-3251

【選任した代理人】

【識別番号】 100091627

【弁理士】

【氏名又は名称】 朝比 一夫

【電話番号】 3595-3251

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 007593

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

特 2 0 0 0 - 2 5 0 2 0 6

【包括委任状番号】 9200540

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 電子内視鏡用の撮像素子

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 基台と、前記基台に実装されたイメージセンサと、前記基台に実装され、前記イメージセンサから信号を取り出すための所定の回路とを有する電子内視鏡用の撮像素子であって、

前記所定の回路は、前記基台上で前記イメージセンサの受光面の外周を囲むように配置されており、

前記イメージセンサの受光面上における前記基台の中心と、前記イメージセンサの有効撮像領域の中心とが略一致していることを特徴とする電子内視鏡用の撮像素子。

【請求項 2】 前記基台の平面視での外形は、略四角形であり、

前記有効撮像領域は、略四角形であり、

前記基台の一辺と、前記有効撮像領域の一辺とが略平行である請求項 1 に記載の電子内視鏡用の撮像素子。

【請求項 3】 前記所定の回路には、前記イメージセンサから出力された信号の信号処理を行う信号処理系の回路と、前記イメージセンサから信号を抽出するためのタイミング制御を行う制御系の回路とが含まれる請求項 1 または 2 に記載の電子内視鏡用の撮像素子。

【請求項 4】 前記信号処理系の回路は、前記イメージセンサからのアナログ信号をデジタル信号に変換する A/D 変換器を有する請求項 3 に記載の電子内視鏡用の撮像素子。

【請求項 5】 前記信号処理系の回路は、ビデオ信号を生成する回路を有する請求項 3 または 4 に記載の電子内視鏡用の撮像素子。

【請求項 6】 前記信号処理系の回路は、前記イメージセンサからのアナログ信号をデジタル信号に変換する A/D 変換器と、該 A/D 変換器からの信号に基づいてビデオ信号を生成する回路と、該回路からのデジタル信号をアナログ信号に変換する D/A 変換器とを有する請求項 3 に記載の電子内視鏡用の撮像素子。

【請求項 7】 前記イメージセンサは、CMOS センサであり、

前記制御系の回路は、前記イメージセンサの水平走査方向のアドレスを指定する回路と、前記イメージセンサの垂直走査方向のアドレスを指定する回路とを有する請求項 3 ないし 6 のいずれかに記載の電子内視鏡用の撮像素子。

【請求項 8】 前記基台の平面視での外形は、略四角形であり、

前記信号処理系の回路は、前記基台の一方の連続する 2 辺に沿って、略 L 字状に配置され、前記制御系の回路は、前記基台の他方の連続する 2 辺に沿って、略 L 字状に配置されている請求項 3 ないし 7 のいずれかに記載の電子内視鏡用の撮像素子。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、電子内視鏡用の撮像素子に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来、例えば、医療の分野では、検査や診断等に電子内視鏡装置が使用されている。

【0003】

この電子内視鏡装置は、内視鏡用光源装置と、この内視鏡用光源装置に着脱自在に装着（接続）され、先端部に撮像素子および撮像光学系を備えた内視鏡本体とで構成されている。

【0004】

前記撮像素子としては、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) センサを備えた撮像素子 (CMOS 型の撮像素子) が注目されている。

【0005】

この CMOS 型の撮像素子は、一般的な CMOS 製造プロセスにより、同一基板（同一チップ）上に、CMOS センサと、その周辺回路とを形成することができる等、種々の利点を有する。

【0006】

図 1 0 は、従来の電子内視鏡用の撮像素子を模式的に示す平面図である。

【0007】

同図に示す撮像素子 1 0 0 は、CMOS 型の撮像素子であり、CMOS センサ 1 2 0 と、タイミング制御を行う制御系の回路 1 1 1 と、信号処理を行う信号処理系の回路 1 1 2 とを有している。回路 1 1 1 は、CMOS センサ 1 2 0 の図 1 0 中上側に配置され、回路 1 1 2 は、CMOS センサ 1 2 0 の図 1 0 中右側に配置されている。

【0008】

また、撮像素子 1 0 0 の撮像領域 1 2 2 の外周部には、光学的に黒色の基準レベルを検出するための遮光領域（図 1 0 中の斜線部）1 2 4 が設けられている。この遮光領域 1 2 4 は、通常、「オプティカルブラック部」と呼ばれる。

【0009】

ところで、この撮像素子 1 0 0 の撮像領域 1 2 2 のうちの遮光領域 1 2 4 を除く部分の中心、すなわち、有効撮像領域 1 2 3 の中心 1 5 0 は、受光面 1 2 1 上における撮像素子 1 0 0 の中心 1 4 0 と一致していない。

【0010】

前記撮像素子 1 0 0 および撮像光学系は、内視鏡本体の先端部の所定の孔部内に設置されるが、有効撮像領域 1 2 3 の中心 1 5 0 と撮像素子 1 0 0 の中心 1 4 0 とが一致していないので、撮像素子 1 0 0 をそのままの状態の前記孔部内に設置すると、有効撮像領域 1 2 3 の中心 1 5 0 が前記撮像光学系の中心（撮像光学系の光軸と受光面 1 2 1 との交点）からずれてしまう。

【0011】

このため、撮像素子 1 0 0 を前記孔部に挿入して組み付ける際に、偏心調整（芯出し調整）を行う。

【0012】

この偏心調整では、所定の治具を用いて、図示しないスペーサ（調心機構）を含む撮像素子 1 0 0 全体の中心と有効撮像領域 1 2 3 の中心 1 5 0 とが一致するように、スペーサを撮像素子 1 0 0 の外側に設置する。

【0013】

しかしながら、このような偏心調整作業は、自動化が難しく、内視鏡本体の組み立てに手間と時間がかかる。

【 0 0 1 4 】

また、撮像素子 1 0 0 の外側にスペーサを設置するので、そのスペーサの分、内視鏡本体が大径化してしまうという欠点がある。

【 0 0 1 5 】

【発明が解決しようとする課題】

本発明の目的は、容易かつ確実に位置決めすることができ、かつ、内視鏡本体の径を小さくし得る電子内視鏡用の撮像素子を提供することにある。

【 0 0 1 6 】

【課題を解決するための手段】

このような目的は、下記（１）～（８）の本発明により達成される。

【 0 0 1 7 】

（１） 基台と、前記基台に実装されたイメージセンサと、前記基台に実装され、前記イメージセンサから信号を取り出すための所定の回路とを有する電子内視鏡用の撮像素子であって、

前記所定の回路は、前記基台上で前記イメージセンサの受光面の外周を囲むように配置されており、

前記イメージセンサの受光面上における前記基台の中心と、前記イメージセンサの有効撮像領域の中心とが略一致していることを特徴とする電子内視鏡用の撮像素子。

【 0 0 1 8 】

これにより、撮像素子の外側にスペーサ（調心機構）を設けることなく、撮像光学系に対して撮像素子を位置決めすることができ、このため、内視鏡本体の径を小さくすることができる。

【 0 0 1 9 】

（２） 前記基台の平面視での外形は、略四角形であり、

前記有効撮像領域は、略四角形であり、

前記基台の一辺と、前記有効撮像領域の一辺とが略平行である上記（１）に記

載の電子内視鏡用の撮像素子。

【 0 0 2 0 】

これにより、撮像素子を小型化することができ、内視鏡本体の径を小さくすることができる。

【 0 0 2 1 】

(3) 前記所定の回路には、前記イメージセンサから出力された信号の信号処理を行う信号処理系の回路と、前記イメージセンサから信号を抽出するためのタイミング制御を行う制御系の回路とが含まれる上記 (1) または (2) に記載の電子内視鏡用の撮像素子。

【 0 0 2 2 】

これにより、電子内視鏡装置の内視鏡用光源装置の回路構成や、内視鏡本体の回路構成を簡素化することができる。

【 0 0 2 3 】

(4) 前記信号処理系の回路は、前記イメージセンサからのアナログ信号をデジタル信号に変換する A / D 変換器を有する上記 (3) に記載の電子内視鏡用の撮像素子。

【 0 0 2 4 】

(5) 前記信号処理系の回路は、ビデオ信号を生成する回路を有する上記 (3) または (4) に記載の電子内視鏡用の撮像素子。

【 0 0 2 5 】

これにより、電子内視鏡装置の内視鏡用光源装置の回路構成や、内視鏡本体の回路構成を簡素化することができる。

【 0 0 2 6 】

(6) 前記信号処理系の回路は、前記イメージセンサからのアナログ信号をデジタル信号に変換する A / D 変換器と、該 A / D 変換器からの信号に基づいてビデオ信号を生成する回路と、該回路からのデジタル信号をアナログ信号に変換する D / A 変換器とを有する上記 (3) に記載の電子内視鏡用の撮像素子。

【 0 0 2 7 】

これにより、電子内視鏡装置の内視鏡用光源装置の回路構成や、内視鏡本体の

回路構成を簡素化することができる。

【 0 0 2 8 】

(7) 前記イメージセンサは、CMOSセンサであり、

前記制御系の回路は、前記イメージセンサの水平走査方向のアドレスを指定する回路と、前記イメージセンサの垂直走査方向のアドレスを指定する回路とを有する上記(3)ないし(6)のいずれかに記載の電子内視鏡用の撮像素子。

【 0 0 2 9 】

これにより、一般的なCMOS製造プロセスにより、容易に、その撮像素子(CMOS型の撮像素子)を製造することができ、特に、同一基板(同一チップ)上に、CMOSセンサと、その周辺回路とを形成することができる。このため、部品点数を減少させることができ、また、コストを低減することができる。

【 0 0 3 0 】

また、撮像素子側に周辺回路を設けることにより、電子内視鏡装置の内視鏡用光源装置の回路構成や、内視鏡本体の回路構成を簡素化することができる。

【 0 0 3 1 】

(8) 前記基台の平面視での外形は、略四角形であり、

前記信号処理系の回路は、前記基台の一方の連続する2辺に沿って、略L字状に配置され、前記制御系の回路は、前記基台の他方の連続する2辺に沿って、略L字状に配置されている上記(3)ないし(7)のいずれかに記載の電子内視鏡用の撮像素子。

【 0 0 3 2 】

これにより、撮像素子を小型化することができ、内視鏡本体の径を小さくすることができる。

【 0 0 3 3 】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の電子内視鏡用の撮像素子を添付図面に示す好適実施形態に基づいて詳細に説明する。

【 0 0 3 4 】

図1は、本発明の電子内視鏡用の撮像素子の第1実施形態およびこの撮像素子

を備えた内視鏡本体が装着（接続）された内視鏡用光源装置の構成例を示すブロック図、図 2 は、図 1 に示す内視鏡本体の先端部を示す図（底面図および縦断面図）、図 3 は、本発明の撮像素子の第 1 実施形態を模式的に示す平面図、図 4 は、図 3 に示す撮像素子のビデオプロセス回路の構成例を示すブロック図、図 5 は、図 1 に示す内視鏡用光源装置の信号処理回路の構成例を示すブロック図である。なお、図 2 の底面図では、撮像光学系は図示されていない。また、回路構成を示す各図においては、信号線の一部は、省略されている。

【 0 0 3 5 】

なお、説明の都合上、図 2 の断面図中の左右方向を「撮像光学系の光軸方向」、左側を「先端」、右側を「基端」として説明する。

【 0 0 3 6 】

図 1 に示すように、電子内視鏡装置 3 0 0 は、内視鏡用光源装置 8 と、この内視鏡用光源装置 8 に着脱自在に装着（接続）される可撓性（柔軟性）を有する長尺物の内視鏡本体 2 とを具備している。

【 0 0 3 7 】

この内視鏡本体 2 は、その基端部に設けられた操作部 2 3 と、複数の機能チャンネルとを有している。すなわち、内視鏡本体 2 には、図 2 に示すように、鉗子やレーザ治療具等の処置具を挿通する鉗子チャンネル 4 1 と、送水チャンネル 4 2 と、送気チャンネル 4 3 とが、それぞれ、内視鏡本体 2 の長手方向に沿って形成されているとともに、一対のライトガイド用光ファイバー束 4 4、4 5 が、前記長手方向に沿って設置されている。

【 0 0 3 8 】

また、図 2 に示すように、内視鏡本体 2 の先端には、一対の配光レンズ（照明系レンズ）3 1、3 2 が設置されている。これら配光レンズ 3 1 および 3 2 は、それぞれ、ライトガイド用光ファイバー束 4 4 および 4 5 の先端側に設置されている。

【 0 0 3 9 】

また、内視鏡本体 2 には、孔部 4 6 が、内視鏡本体 2 の長手方向に沿って形成されている。この孔部 4 6 は、内視鏡本体 2 の中心軸（軸線）2 2 から偏心した

位置に配置されている。

【 0 0 4 0 】

内視鏡本体 2 の先端部 2 1 の前記孔部 4 6 内には、対物レンズ 3 3、凸レンズ 3 4、凹レンズ 3 5、凸レンズ 3 6 および光学ローパスフィルタ 3 7 で構成された撮像光学系と、撮像素子 5 とが、先端側（図 2 中左側）から基端側（図 2 中右側）に向ってこの順番で設置されている。なお、光学ローパスフィルタ 3 7 は、撮像素子 5 の後述するカバー 5 0 a 上であって、このカバー 5 0 a の中央部に設置されている。

【 0 0 4 1 】

撮像素子 5 は、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) センサ 5 1 を備えた CMOS 型の撮像素子である。この撮像素子 5 は、枠部材 6 1 に支持され、枠部材 6 1 とともに前記孔部 4 6 内に挿入されている。この枠部材 6 1 は、円筒状（但し、外側の横断面形状が円、内側の横断面形状が四角形）をなしており、その中空部は、中央に形成されている。なお、前記撮像素子 5 については、後に詳述する。

【 0 0 4 2 】

また、凸レンズ 3 4、3 6 および凹レンズ 3 5 は、それぞれ、レンズホルダ 6 2 に支持され、このレンズホルダ 6 2 とともに前記孔部 4 6 内に挿入されている。このレンズホルダ 6 2 は、円筒状をなしており、その中空部は、中央に形成されている。なお、凸レンズ 3 4 と凹レンズ 3 5 の間には、間隔リング 3 8 が設置されている。

【 0 0 4 3 】

また、対物レンズ 3 3 は、内視鏡本体 2 の先端、すなわち、孔部 4 6 の先端であって、この孔部 4 6 の中央部に設置されている。

【 0 0 4 4 】

そして、この内視鏡本体 2 は、凸レンズ 3 4、3 6 および凹レンズ 3 5 がそれぞれレンズホルダ 6 2 に支持された状態において、これらの光軸とレンズホルダ 6 2 の中心軸とが一致し、さらに、このレンズホルダ 6 2 が孔部 4 6 に挿入された状態において、対物レンズ 3 3 の光軸とレンズホルダ 6 2 の中心軸とが一致、

すなわち、対物レンズ33、凸レンズ34、36、および凹レンズ35の光軸がすべて一致するように設計されている。

【0045】

一方、撮像素子5が枠部材61に支持された状態において、撮像素子5の受光面52上で（受光面52で見たとき）、後述する有効撮像領域522の中心592と枠部材61の中心軸とが一致するように構成されている。

【0046】

従って、図2に示すように枠部材61およびレンズホルダ62がそれぞれ孔部46に挿入された状態においては、枠部材61の中心軸とレンズホルダ62の中心軸とが一致し、撮像光学系の光軸Oは、撮像素子5の受光面52上で、有効撮像領域522の中心592を貫く。

【0047】

図2および図3に示すように、撮像素子5は、外形が直方体をなすハウジング（基台）50を有している。このハウジング50は、基部50bと、この基部50bに接合された光透過性を有する（透明な）カバー50aとで構成されている。

【0048】

すなわち、撮像素子5の平面視での外形、すなわち、受光面52に対して垂直な方向（撮像光学系の光軸方向）から見たときの外形は、長方形（四角形）をなしている。

【0049】

このハウジング50内には、長方形（四角形）の撮像領域521を有するCMOSセンサ（イメージセンサ）51が設けられている。

【0050】

CMOSセンサ51の撮像領域521の外周部には、その全周に渡って、光学的に黒色の基準レベルを検出するための遮光領域（図3中の斜線部）523が設けられている。この遮光領域523は、通常、「オプティカルブラック（オプティカルブラック部）」と呼ばれる。

【0051】

撮像領域 5 2 1 のうち、この遮光領域 5 2 3 を除く部分が、有効な撮像領域（有効撮像領域） 5 2 2 である。この有効撮像領域 5 2 2 は、長方形（四角形）をなしている。

【 0 0 5 2 】

また、ハウジング 5 0 の一方の短辺 5 5 a と、CMOS センサ 5 1 の有効撮像領域 5 2 2 の一方の短辺（垂直走査方向に対して平行な辺） 5 3 a とは、略平行になっており、ハウジング 5 0 の他方の短辺 5 5 b と、有効撮像領域 5 2 2 の他方の短辺（垂直走査方向に対して平行な辺） 5 3 b とは、略平行になっている。すなわち、ハウジング 5 0 の一方の長辺 5 6 a と、CMOS センサ 5 1 の有効撮像領域 5 2 2 の一方の長辺（水平走査方向に対して平行な辺） 5 4 a とは、略平行になっており、ハウジング 5 0 の他方の長辺 5 6 b と、有効撮像領域 5 2 2 の他方の長辺（水平走査方向に対して平行な辺） 5 4 b とは、略平行になっている。

【 0 0 5 3 】

この撮像素子 5 においては、受光面 5 2 上におけるハウジング 5 0 の中心 5 9 1 と、有効撮像領域 5 2 2 の中心 5 9 2 とが略一致するように、CMOS センサ 5 1 と、CMOS センサ 5 1 から信号を取り出すための所定の回路、すなわち、CMOS センサ 5 1 と、CMOS センサ 5 1 から出力された信号の信号処理を行う信号処理系の回路 2 1 0 と、CMOS センサ 5 1 から信号を抽出するためのタイミング制御を行う制御系の回路 2 3 0 とが配置されている。

【 0 0 5 4 】

この撮像素子 5 の信号処理系の回路 2 1 0 は、サンプルホールド・カラーセパレーション回路 2 1 1 と、A/D 変換器 2 1 2 と、ビデオ信号（本実施形態では輝度信号（Y）、2 つの色差信号（R-Y）および（B-Y））を生成するビデオプロセス回路 2 2 0 と、D/A 変換器 2 1 3 とで構成されている。

【 0 0 5 5 】

ビデオプロセス回路 2 2 0 は、クランプ処理回路 2 2 1 と、マトリクス回路 2 2 2 と、ガンマ補正回路 2 2 3 と、アパーチャ補正回路 2 2 4 とで構成されている。

【 0 0 5 6 】

この信号処理系の回路 2 1 0 は、ハウジング 5 0 の一方の連続する 2 辺、すなわち、短辺 5 5 a および長辺 5 6 a に沿って、略 L 字状に配置されている。

【 0 0 5 7 】

また、撮像素子 5 の制御系の回路 2 3 0 は、タイミングジェネレータ 2 3 1 と、撮像素子 5 の水平走査方向のアドレス（画素）を指定する水平シフトレジスタ 2 3 2 と、撮像素子 5 の垂直走査方向のアドレス（画素）を指定する垂直シフトレジスタ 2 3 3 と、発振器 2 3 4 と、コントローラ 2 3 5 と、シリアルインターフェース 2 3 6 とで構成されている。

【 0 0 5 8 】

この制御系の回路 2 3 0 は、ハウジング 5 0 の他方の連続する 2 辺、すなわち、短辺 5 5 b および長辺 5 6 b に沿って、略 L 字状に配置されている。

【 0 0 5 9 】

また、撮像素子 5 には、ピン 5 7 が複数本設置されている。なお、図 2 には、代表的に、ピン 5 7 の数が 6 つの撮像素子 5 を示す。

【 0 0 6 0 】

図 2 に示すように、この撮像素子 5 を用いることにより、撮像素子 5 の外側、すなわち、撮像素子 5 と枠部材 6 1 との間にスペーサ（調心機構）を設けることなく、撮像光学系に対して撮像素子 5 を位置決めすることができる。すなわち、撮像光学系の中心（撮像光学系の光軸 O と受光面 5 2 との交点）と、有効撮像領域 5 2 2 の中心 5 9 2 とを一致させることができる。

【 0 0 6 1 】

次に、内視鏡本体 2 の先端部 2 1 における各機能チャンネル等の配置を説明する。

【 0 0 6 2 】

図 2 に示すように、撮像素子 5 は、その有効撮像領域 5 2 2 の中心 5 9 2 を通り、かつ有効撮像領域 5 2 2 の短辺 5 3 a、5 3 b と平行な直線（線分） 6 5 が、内視鏡本体 2 の中心軸 2 2 を通るような姿勢で、孔部 4 6 内に設置されている。なお、前述したように、この撮像素子 5 の先端側には、前記対物レンズ 3 3、

凸レンズ 3 4、凹レンズ 3 5、凸レンズ 3 6 および光学ローパスフィルタ 3 7 が、それぞれ配置されている。

【 0 0 6 3 】

鉗子チャンネル 4 1 は、前記ハウジング 5 0 の長辺 5 6 a (5 4 a) 側の近傍であって、中心軸 2 2 から偏心した位置に配置されている。

【 0 0 6 4 】

そして、この鉗子チャンネル 4 1 以外の機能チャンネル、すなわち、送水チャンネル 4 2、送気チャンネル 4 3、ライトガイド用光ファイバー束 4 4 および 4 5 は、短辺 5 5 a (5 3 a) 側の近傍と、短辺 5 5 b (5 3 b) 側の近傍とに分かれて、かつ直線 6 5 に対して線対称になるように配置されている。

【 0 0 6 5 】

すなわち、送水チャンネル 4 2 および送気チャンネル 4 3 は、それぞれ、短辺 5 5 a 側の近傍および短辺 5 5 b 側の近傍であって、かつ直線 6 5 に対して線対称になるように配置されている。

【 0 0 6 6 】

また、ライトガイド用光ファイバー束 4 4 および 4 5 は、それぞれ、短辺 5 5 a 側の近傍および短辺 5 5 b 側の近傍であって、かつ直線 6 5 に対して線対称になるように配置されている。なお、前述したように、これらライトガイド用光ファイバー束 4 4 および 4 5 の先端側には、それぞれ、配光レンズ 3 1 および 3 2 が配置されている。

【 0 0 6 7 】

前記撮像素子 5 に対する各機能チャンネルの配置をこのような配置にすることにより、内視鏡本体 2 の径をより小さくすることができる。

【 0 0 6 8 】

図 1 に示すように、内視鏡本体 2 の基端部には、コード状の連結管 2 5 の一端が接続されている。

【 0 0 6 9 】

そして、この連結管 2 5 の他端には、コネクタ 2 7 を備えた接続部 2 6 が設けられている。このコネクタ 2 7 により、内視鏡本体 2 と、内視鏡用光源装置 8 と

が、着脱自在に、電気的および光学的に接続される。

【 0 0 7 0 】

なお、コネクタ 2 7 と撮像素子 5 とは、信号線 4 7 および 4 8 を介して電気的に接続されている。

【 0 0 7 1 】

また、前記ライトガイド用光ファイバー束 4 4 および 4 5 の先端は、それぞれ、配光レンズ 3 1 および 3 2 の直前に位置し、基端は、コネクタ 2 7 の末端に位置する。

【 0 0 7 2 】

図 1 に示すように、内視鏡用光源装置 8 は、ランプ用電源 8 1 と、光源ランプ 8 2 と、コンデンサレンズ 8 3 と、絞り装置 8 4 と、システムコントロール回路（制御手段） 8 5 と、調光回路 8 6 と、信号処理回路 9 と、これらを収納する図示しないケーシングとで構成されている。

【 0 0 7 3 】

図 5 に示すように、内視鏡用光源装置 8 の信号処理回路 9 は、A/D 変換器 9 4 と、タイミングジェネレータ 9 5 と、メモリー 9 6 と、D/A 変換器 9 7 と、デコーダ 9 1 と、バッファ 9 8 と、エンコーダ・バッファ回路 9 9 とで構成されている。

【 0 0 7 4 】

この内視鏡用光源装置 8 には、観察部位の映像を表示するテレビモニタ 4 0 0 が着脱自在に接続されている。

【 0 0 7 5 】

次に、電子内視鏡装置 3 0 0 の作用を説明する。

図 1 に示すように、電源が投入されると、ランプ用電源 8 1 から光源ランプ 8 2 に電力が供給され、光源ランプ 8 2 から各ライトガイド用光ファイバー束 4 4 および 4 5 の入射端面へ向けて照明光が発せられる。

【 0 0 7 6 】

その照明光は、コンデンサレンズ 8 3 で集光され、絞り装置 8 4 で所定の光量に調節されて、各ライトガイド用光ファイバー束 4 4 および 4 5 の入射端面に入

射する。なお、絞り装置 8 4 の制御は、後で述べる。

【 0 0 7 7 】

そして、前記照明光は、各ライトガイド用光ファイバー束 4 4 および 4 5 を通り、配光レンズ 3 1 および 3 2 を経て観察部位に照射される。

【 0 0 7 8 】

観察部位からの反射光は、対物レンズ 3 3、凸レンズ 3 4、凹レンズ 3 5 および凸レンズ 3 6 により、撮像素子 5 の受光面 5 2 上に結像するように導かれる（図 2 参照）。この際、光学ローパスフィルタ 3 7 により、前記反射光から高周波成分が除去される（図 2 参照）。

【 0 0 7 9 】

一方、図 3 に示す撮像素子 5 のタイミングジェネレータ 2 3 1 では、同期信号（Sync）が生成され、図 1 および図 5 に示すように、この同期信号（Sync）は、シリアルインターフェース 2 3 6 を介して、内視鏡用光源装置 8 の信号処理回路 9 のタイミングジェネレータ 9 5 およびシステムコントロール回路 8 5 に入力される。

【 0 0 8 0 】

また、タイミングジェネレータ 2 3 1 では、サンプルホールド信号（SHP）が生成され、サンプルホールド・カラーセパレーション回路 2 1 1 に入力される。

【 0 0 8 1 】

また、発振器 2 3 4 では、所定のクロック信号が生成され、このクロック信号は、コントローラ 2 3 5 に入力される。

【 0 0 8 2 】

また、コントローラ 2 3 5 では、例えば、エンハンスレベル、ブライトネスコントロール、カラーバランス等の各制御信号が生成され、これらの制御信号は、ビデオプロセス回路 2 2 0 や、シリアルインターフェース 2 3 6 を介して、図 1 に示すシステムコントロール回路 8 5 に入力される。

【 0 0 8 3 】

また、システムコントロール回路 8 5 では、例えば、撮像素子 5 の駆動を制御

するための信号等の各制御信号が生成され、これらの制御信号は、シリアルインターフェース 2 3 6 を介して、コントローラ 2 3 5 に入力される。

【 0 0 8 4 】

コントローラ 2 3 5 は、前記システムコントロール回路 8 5 からの制御信号に基づいて、タイミングジェネレータ 2 3 1 を介して水平シフトレジスタ 2 3 2 および垂直シフトレジスタの駆動を制御する。

【 0 0 8 5 】

これら水平シフトレジスタ 2 3 2 および垂直シフトレジスタの作動により、順次、撮像素子 5 の画素が指定され、その指定された画素から画素信号（電荷信号）が出力される。すなわち、撮像素子 5 の駆動により、前記観察部位（受光面 5 2 上に結像した観察部位の像）が撮像され、その撮像素子 5 の画素から画素信号が出力される。

【 0 0 8 6 】

図 3 に示すように、この画素信号は、サンプルホールド・カラーセパレーション回路 7 1 に入力される。サンプルホールド・カラーセパレーション回路 7 1 では、タイミングジェネレータ 2 3 1 からのサンプルホールド信号（SHP）により、前記画素信号が、R（赤色）、G（緑色）、B（青色）の各色毎の信号に分離される。

【 0 0 8 7 】

これら R、G、B の各信号は、それぞれ、サンプルホールド・カラーセパレーション回路 7 1 から出力され、A/D 変換器 2 1 2 に入力される。

【 0 0 8 8 】

A/D 変換器 2 1 2 では、アナログの信号形態で供給された R 信号、G 信号および B 信号が、デジタルの信号形態に変換される。

【 0 0 8 9 】

図 4 に示すように、これら R、G、B の各信号は、それぞれ、A/D 変換器 2 1 2 から出力され、ビデオプロセス回路 2 1 0 のクランプ処理回路 2 2 1 に入力される。

【 0 0 9 0 】

また、タイミングジェネレータ231では、遮光領域523のうちの図3中左側または右側の帯状の部分の画素からのR、G、Bの各信号がクランプ処理回路221に入力されるタイミングに同期して、クランプ信号(C l a m p)が生成され、クランプ処理回路221に入力される。

【0091】

クランプ処理回路221では、このクランプ信号(C l a m p)に同期して、1水平走査において、1回クランプ処理がなされる。

【0092】

クランプ処理では、前記クランプ信号(C l a m p)に同期して、R、G、Bの各信号がサンプリングされる。すなわち、遮光領域523に対応する部分の画素からのR、G、Bの各信号をサンプリングすることにより、光学的に黒色の基準レベルを検出し、この基準レベルを保持する。

【0093】

そして、クランプ処理回路221では、有効撮像領域522に対応する部分の画素からのR、G、Bの各信号から、前記基準レベル分が差し引かれて、適正なR、G、Bの各信号が得られる。これにより、例えば、撮像素子5の暗電流成分等の不要な信号成分が除去され、適正な画像を得ることができる。

【0094】

図4に示すように、前記R、G、Bの各信号は、それぞれ、クランプ処理回路221から出力され、マトリクス回路222に入力される。マトリクス回路222では、それらの信号に基づいて、2つの色差信号(R-Y、B-Y)と、輝度信号(Y)とが生成される。

【0095】

これら色差信号(R-Y)、色差信号(B-Y)および輝度信号(Y)は、ガンマ補正回路223により補正され、さらに、アパーチャ補正回路224により補正されて、D/A変換器213に入力される。

【0096】

D/A変換器213では、デジタルの信号形態で供給された色差信号(R-Y)、色差信号(B-Y)および輝度信号(Y)が、アナログの信号形態に変換さ

れる。

【0097】

前記色差信号 ($R-Y$)、色差信号 ($B-Y$) および輝度信号 (Y) は、撮像素子5のD/A変換器213から出力され、図5に示すように、内視鏡用光源装置8の信号処理回路9のA/D変換器94に入力される。

【0098】

また、図1に示すように、前記輝度信号 (Y) は、調光回路86にも入力され、絞り装置84における照明光の光量調整に利用される。すなわち、システムコントロール回路85から調光回路86には、調光用の基準電圧 (V_{ref}) が入力され、調光回路86は、この基準電圧 (V_{ref}) と前記輝度信号 (Y) とに基づいて制御信号を生成し、この制御信号により絞り装置84の駆動を制御する。

【0099】

図5に示すように、A/D変換器94では、アナログの信号形態で供給された色差信号 ($R-Y$)、色差信号 ($B-Y$) および輝度信号 (Y) が、デジタルの信号形態に変換される。

【0100】

前記色差信号 ($R-Y$)、色差信号 ($B-Y$) および輝度信号 (Y) は、メモリー96に一旦書き込まれる。

【0101】

メモリー96は、前記色差信号 ($R-Y$)、色差信号 ($B-Y$) および輝度信号 (Y) について、例えば、フリーズ等の処理を施すこともできる。

【0102】

前記メモリー96からは、前記色差信号 ($R-Y$)、色差信号 ($B-Y$) および輝度信号 (Y) が読み出され、D/A変換器97に入力される。

【0103】

D/A変換器97では、デジタルの信号形態で供給された色差信号 ($R-Y$)、色差信号 ($B-Y$) および輝度信号 (Y) が、アナログの信号形態に変換される。

【0104】

前記色差信号 (R-Y)、色差信号 (B-Y) および輝度信号 (Y) は、デコーダ 9 1 およびエンコーダ・バッファ回路 9 8 のそれぞれに入力される。

【0 1 0 5】

エンコーダ・バッファ回路 9 8 では、前記 D/A 変換器 9 7 からの色差信号 (R-Y)、色差信号 (B-Y) および輝度信号 (Y) と、前記タイミングジェネレータ 9 5 からの同期信号 (Sync) とに基づいて、輝度信号 (Y)、クロマ信号 (C) およびコンポジット信号 (Composite) が生成され、これらは、図示しない出力端子に出力される。

【0 1 0 6】

また、デコーダ 9 1 では、前記 D/A 変換器 9 7 からの色差信号 (R-Y)、色差信号 (B-Y) および輝度信号 (Y) と、前記タイミングジェネレータ 9 5 からの同期信号 (Sync) とに基づいて、R 信号、G 信号および B 信号が生成され、出力される。

【0 1 0 7】

前記デコーダ 9 1 からの R 信号、G 信号および B 信号と、前記タイミングジェネレータ 9 5 からの同期信号 (Sync) とは、バッファ 9 8 を介してテレビモニタ 4 0 0 に入力される。

【0 1 0 8】

テレビモニタ 4 0 0 には、撮像素子 5 で撮像されたカラーの画像、すなわち、カラーの動画の内視鏡画像が表示される。

【0 1 0 9】

以上説明したように、この撮像素子 5 および内視鏡本体 2 によれば、偏心調整 (芯出し調整) を行うことなく、撮像光学系の中心と、撮像素子 5 の有効撮像領域 5 2 4 の中心 5 9 2 とを一致させることができる。このため、内視鏡本体 2 の組み立て工数を減少させることができ、これにより生産性が向上する。

【0 1 1 0】

また、撮像素子 5 の外側にスペーサ (調心機構) を設ける必要がないので、そのスペーサを設ける場合に比べ、枠部材 6 1 の外径、すなわち、内視鏡本体 2 の孔部 4 6 の径を小さくすることができ、これにより、内視鏡本体 2 の径、特に先

端部 2 1 の径を小さくすることができる。

【 0 1 1 1 】

このため、内視鏡本体 2 を医療用の内視鏡本体に適用した場合には、前記内視鏡本体 2 の細径化により、患者の負担を軽減することができる。

【 0 1 1 2 】

また、スペーサを設ける必要がないので、部品点数を減少させることができ、コストを低減することができる。

【 0 1 1 3 】

また、撮像素子 5 が CMOS 型の撮像素子であるので、一般的な CMOS 製造プロセスにより、容易に、その撮像素子を製造することができ、特に、同一基板（同一チップ）上に、CMOS センサと、その周辺回路とを形成することができる。このため、部品点数を減少させることができ、また、コストを低減することができる。

【 0 1 1 4 】

また、CCD (Charge Coupled Device) を用いる場合に比べ、消費電力を少なくすることができる。

【 0 1 1 5 】

また、撮像素子 5 が信号処理系の回路 2 1 0 および制御系の回路 2 3 0 を有しているので、内視鏡用光源装置 8 の回路構成や、内視鏡本体 2 の回路構成を簡素化することができる。

【 0 1 1 6 】

次に、本発明の電子内視鏡用の撮像素子の第 2 実施形態を説明する。

第 2 実施形態の撮像素子およびこの撮像素子を備えた内視鏡本体においては、前述した第 1 実施形態の撮像素子 5 のハウジング 5 0 に実装されていたビデオプロセス回路 2 2 0 および D/A 変換器 2 1 3 を、撮像素子 5 から分離して、内視鏡用光源装置 8 側に近い接続部 2 6 に設けた構成をとっている。

【 0 1 1 7 】

なお、以下の説明では、前述した第 1 実施形態との共通点については、説明を省略し、主な相違点を説明する。

【0118】

図6は、本発明の電子内視鏡用の撮像素子の第2実施形態およびこの撮像素子を備えた内視鏡本体が装着（接続）された内視鏡用光源装置の構成例を示すブロック図、図7は、本発明の撮像素子の第2実施形態を模式的に示す平面図、図8は、図6に示す内視鏡本体の信号処理回路の構成例を示すブロック図、図9は、図6に示す内視鏡用光源装置の信号処理回路の構成例を示すブロック図である。なお、回路構成を示す各図においては、信号線の一部は、省略されている。

【0119】

図7に示すように、撮像素子5の信号処理系の回路210は、サンプルホールド・カラーセパレーション回路211およびA/D変換器212で構成されている。

【0120】

また、図6および図8に示すように、接続部26には、コネクタ27に電氣的に接続された信号処理回路7が内蔵されており、前記撮像素子5は、信号線47および48を介して、信号処理回路7に電氣的に接続されている。

【0121】

図8に示すように、信号処理回路7は、主に、クランプ処理回路711、マトリクス回路712およびD/A変換器713を備えたビデオプロセス回路71で構成されている。

【0122】

撮像素子5から出力されたR、G、Bの各信号は、それぞれ、このビデオプロセス回路71に入力される。

【0123】

そして、ビデオプロセス回路71のクランプ処理回路711では、有効撮像領域522に対応する部分の画素からのR、G、Bの各信号から、前記光学的に黒色の基準レベル分が差し引かれて、適正なR、G、Bの各信号が得られる。

【0124】

前記R、G、Bの各信号は、それぞれ、クランプ処理回路711から出力され、マトリクス回路712に入力される。

【 0 1 2 5 】

マトリクス回路 7 1 2 では、それらの信号に基づいて、2 つの色差信号 ($R - Y$ 、 $B - Y$) と、輝度信号 (Y) とが生成される。これら色差信号 ($R - Y$)、色差信号 ($B - Y$) および輝度信号 (Y) は、D/A 変換器 7 1 3 に入力される。

【 0 1 2 6 】

D/A 変換器 7 1 3 では、デジタルの信号形態で供給された色差信号 ($R - Y$)、色差信号 ($B - Y$) および輝度信号 (Y) が、アナログの信号形態に変換される。

【 0 1 2 7 】

前記色差信号 ($R - Y$)、色差信号 ($B - Y$) および輝度信号 (Y) は、ビデオプロセス回路 7 1 から出力され、図 6 および図 9 に示すように、内視鏡用光源装置 8 の信号処理回路 9 に入力される。

【 0 1 2 8 】

図 9 に示すように、内視鏡用光源装置 8 の信号処理回路 9 は、ガンマ補正回路 9 2 と、アパーチャ補正回路 9 3 と、A/D 変換器 9 4 と、タイミングジェネレータ 9 5 と、メモリー 9 6 と、D/A 変換器 9 7 と、デコーダ 9 1 と、バッファ 9 8 と、エンコーダ・バッファ回路 9 9 とで構成されている。

【 0 1 2 9 】

これ以降の作用は、前記色差信号 ($R - Y$)、色差信号 ($B - Y$) および輝度信号 (Y) が、前記ガンマ補正回路 9 2 およびアパーチャ補正回路 9 3 により補正される点を除き、前述した第 1 実施形態と同様であるので、その説明を省略する。

【 0 1 3 0 】

この内視鏡本体 2 および撮像素子 5 によれば、前述した第 1 実施形態と同様の効果が得られる。

【 0 1 3 1 】

そして、この撮像素子 5 では、前述した第 1 実施形態においては撮像素子 5 に設けられていたビデオプロセス回路 2 2 0 および D/A 変換器 2 1 3 を有してい

ないので、撮像素子 5 の外形寸法をより小さくすることができ、これにより、内視鏡本体 2 の径、特に、先端部 2 1 の径をさらに小さくすることができる。

【 0 1 3 2 】

以上、本発明の電子内視鏡用の撮像素子を、図示の各実施形態に基づいて説明したが、本発明はこれらに限定されるものではなく、各部の構成は、同様の機能を有する任意の構成のものに置換することができる。

【 0 1 3 3 】

例えば、本発明では、撮像素子の形状（外形）、撮像領域の形状、有効撮像領域の形状、遮光領域の形状、信号処理系の回路の配置（形状）、制御系の回路の配置（形状）は、それぞれ、前述した各実施形態には限定されない。

【 0 1 3 4 】

また、本発明では、撮像素子の方式は、特に限定されず、例えば、前述した C M O S 型等の M O S 型、C C D (Charge Coupled Device)、C P D 等の各種方式のイメージセンサを備えた撮像素子でもよい。

【 0 1 3 5 】

また、本発明では、カラー撮像素子と、モノクロ撮像素子のいずれであってもよい。

【 0 1 3 6 】

本発明の電子内視鏡用の撮像素子は、例えば、医療用の内視鏡本体や、工業用の内視鏡本体等に適用することができる。

【 0 1 3 7 】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明の電子内視鏡用の撮像素子によれば、受光面上における基台の中心と、イメージセンサの有効撮像領域の中心とが略一致しているので、撮像素子の外側にスペーサ（調心機構）を設ける必要がなく、これにより、内視鏡本体の径を小さくすることができ、また、部品点数を減少させることができる。

【 0 1 3 8 】

そして、本発明を医療用の内視鏡本体に適用した場合には、前記内視鏡本体の

細径化により、患者の負担を軽減することができる。

【 0 1 3 9 】

また、内視鏡本体の組み立ての際、偏心調整（芯出し調整）を行う必要がないので、偏心調整を行う場合に比べ、内視鏡本体の組み立てを容易かつ迅速に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の電子内視鏡用の撮像素子の第 1 実施形態およびこの撮像素子を備えた内視鏡本体が装着（接続）された内視鏡用光源装置の構成例を示すブロック図である。

【図 2】

図 1 に示す内視鏡本体の先端部を示す図（底面図および縦断面図）である。

【図 3】

本発明の撮像素子の第 1 実施形態を模式的に示す平面図である。

【図 4】

図 3 に示す撮像素子のビデオプロセス回路の構成例を示すブロック図である。

【図 5】

図 1 に示す内視鏡用光源装置の信号処理回路の構成例を示すブロック図である。

【図 6】

本発明の電子内視鏡用の撮像素子の第 2 実施形態およびこの撮像素子を備えた内視鏡本体が装着（接続）された内視鏡用光源装置の構成例を示すブロック図である。

【図 7】

本発明の撮像素子の第 2 実施形態を模式的に示す平面図である。

【図 8】

図 6 に示す内視鏡本体の信号処理回路の構成例を示すブロック図である。

【図 9】

図 6 に示す内視鏡用光源装置の信号処理回路の構成例を示すブロック図である。

【図 1 0】

従来の電子内視鏡用の撮像素子を模式的に示す平面図である。

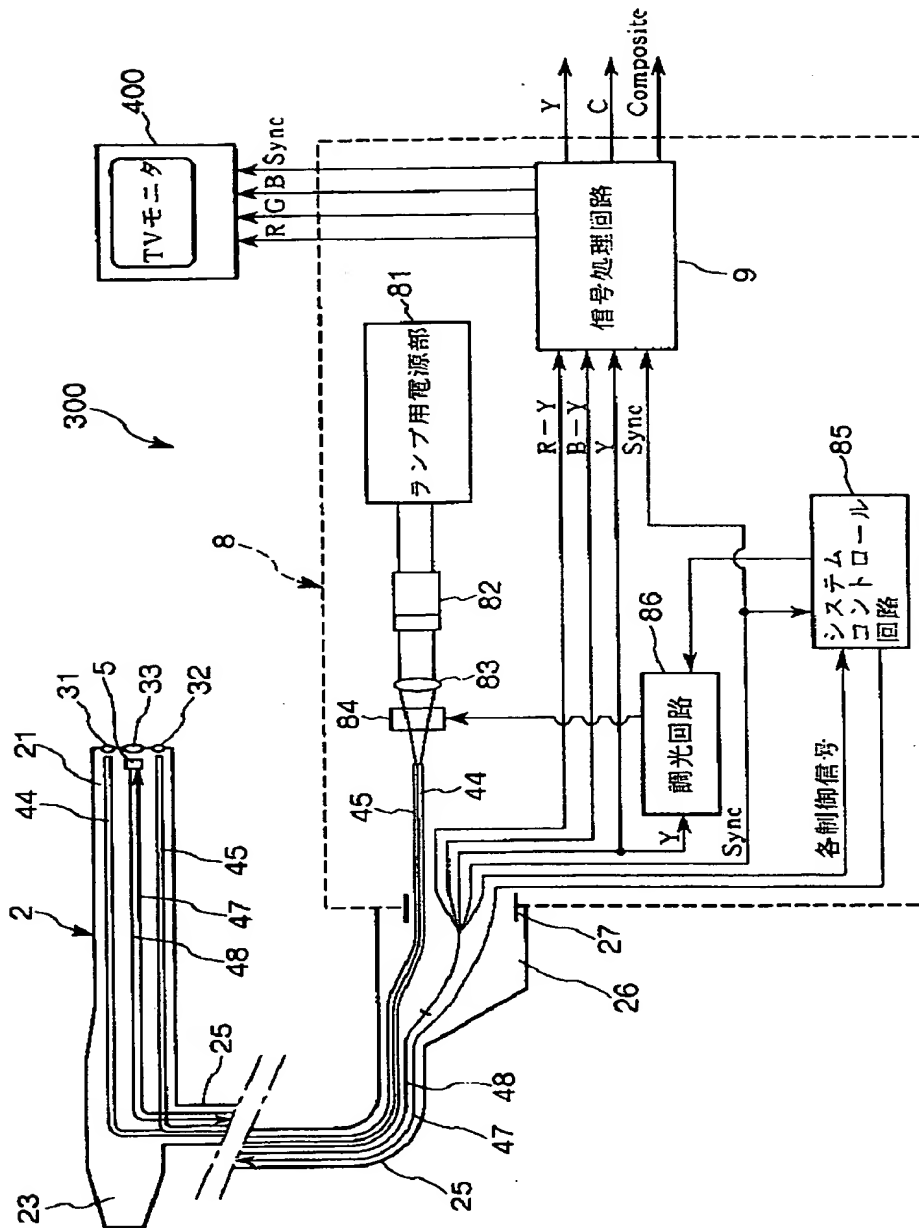
【符号の説明】

2	内視鏡本体
2 1	先端部
2 2	中心軸
2 6	接続部
2 7	コネクタ
5	撮像素子
5 0	ハウジング
5 1	CMOS センサ
5 2	受光面
5 2 1	撮像領域
5 2 2	有効撮像領域
5 2 3	遮光領域（オプティカルブラック部）
5 3 a、5 3 b	短辺
5 4 a、5 4 b	長辺
5 5 a、5 5 b	短辺
5 6 a、5 6 b	長辺
5 9 1、5 9 2	中心
7	信号処理回路
7 1	ビデオプロセス回路
7 1 1	クランプ処理回路
7 1 2	マトリクス回路
7 1 3	D/A 変換器
8	内視鏡用光源装置
8 5	システムコントロール回路
9	信号処理回路

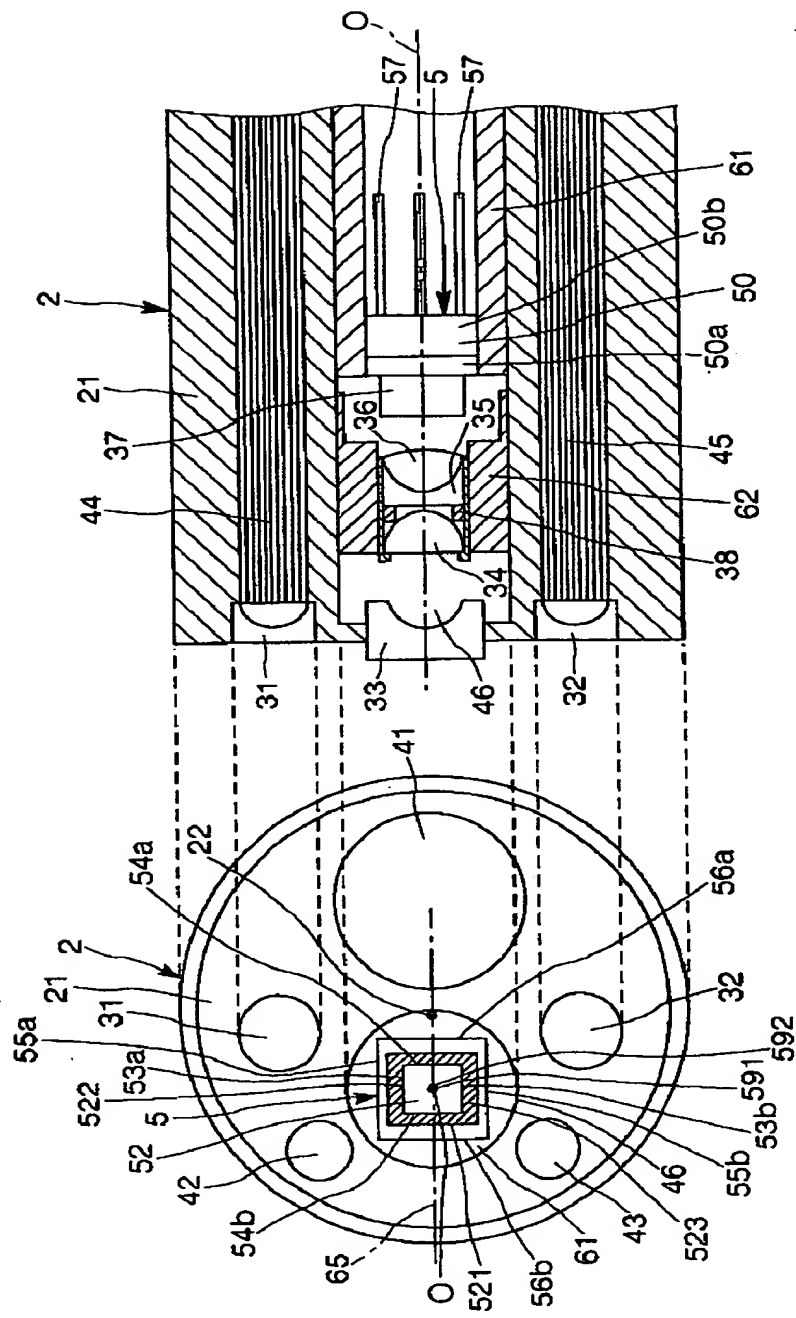
1 0 0	撮像素子
1 1 1	制御系の回路
1 1 2	信号処理系の回路
1 2 0	CMOS センサ
1 2 1	受光面
1 2 2	撮像領域
1 2 3	有効撮像領域
1 2 4	遮光領域（オプティカルブラック部）
1 4 0、1 5 0	中心
2 1 0	信号処理系の回路
2 1 1	サンプルホールド・カラーセパレーション回路
2 1 2	A / D 変換器
2 1 3	D / A 変換器
2 2 0	ビデオプロセス回路
2 2 1	クランプ処理回路
2 2 2	マトリクス回路
2 2 3	ガンマ補正回路
2 2 4	アパーチャ補正回路
2 3 0	制御系の回路
2 3 1	タイミングジェネレータ
2 3 2	水平シフトレジスタ
2 3 3	垂直シフトレジスタ
2 3 4	発振器
2 3 5	コントローラ
2 3 6	シリアルインターフェース
3 0 0	電子内視鏡装置
0	光軸

【書類名】 図面

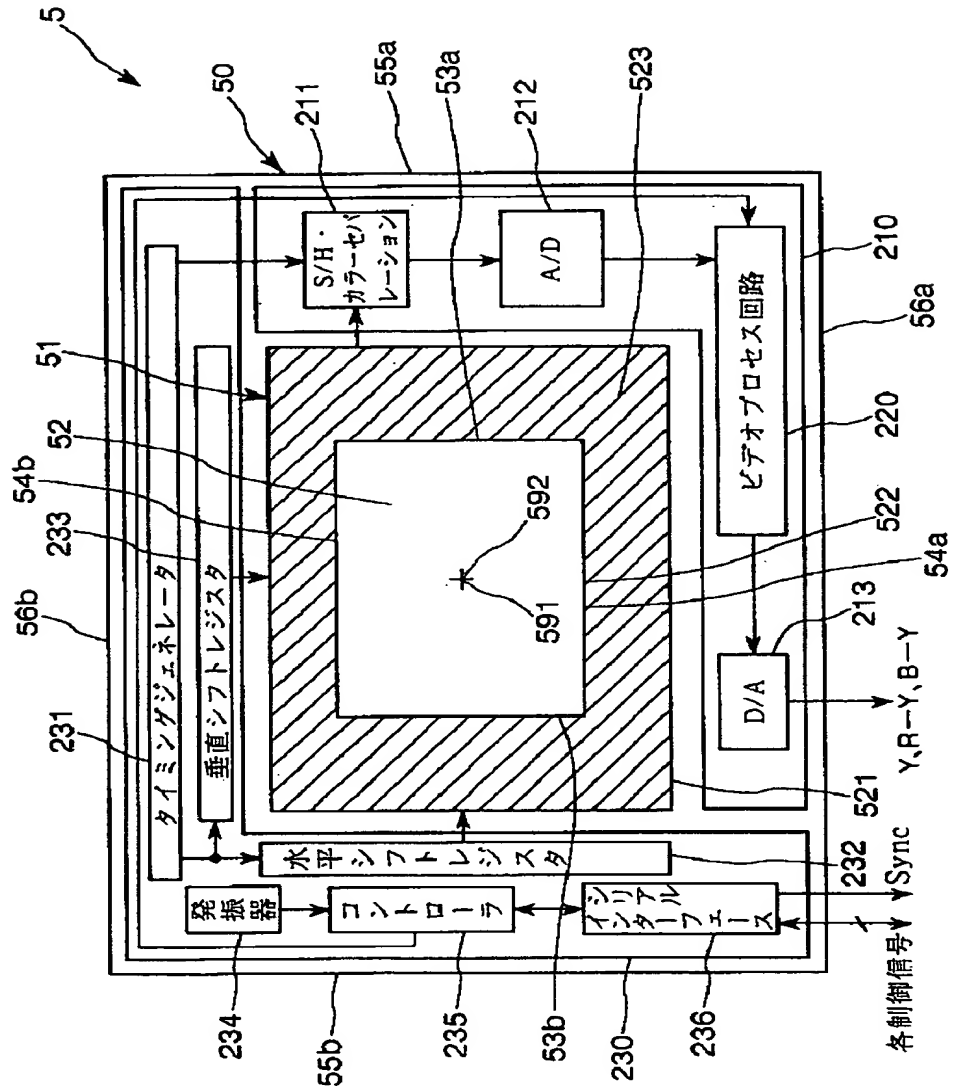
【図 1】



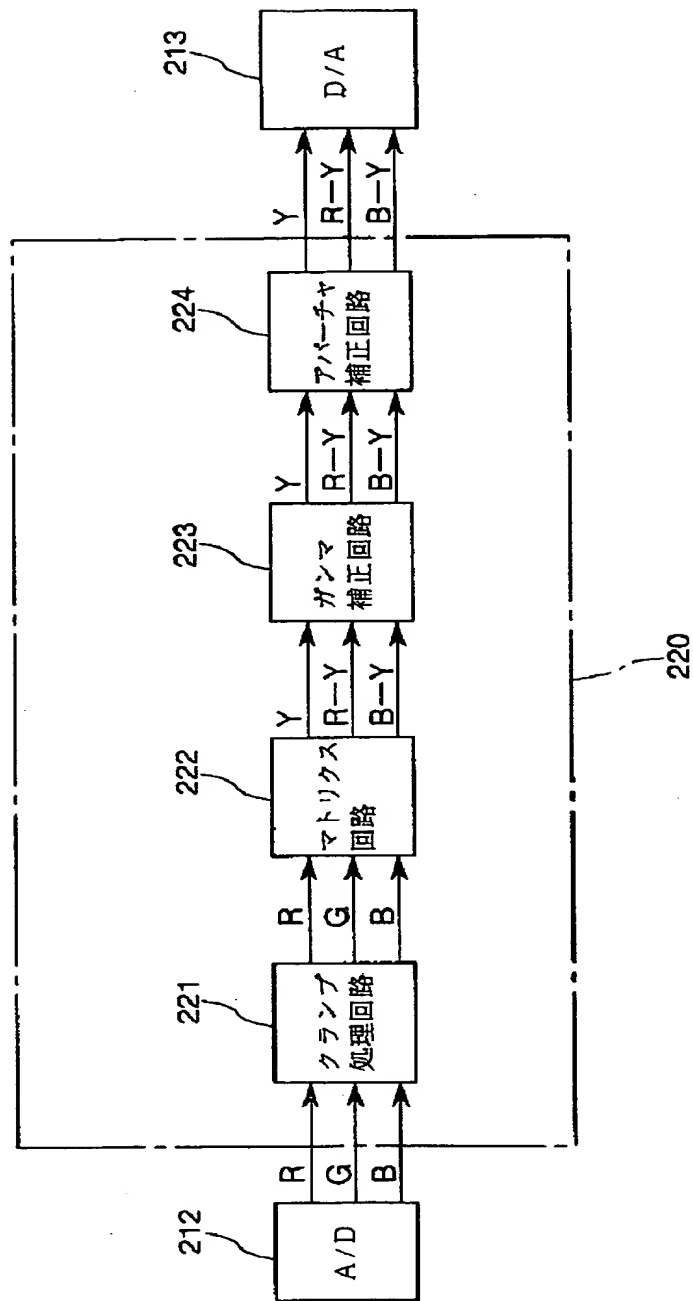
【図 2】



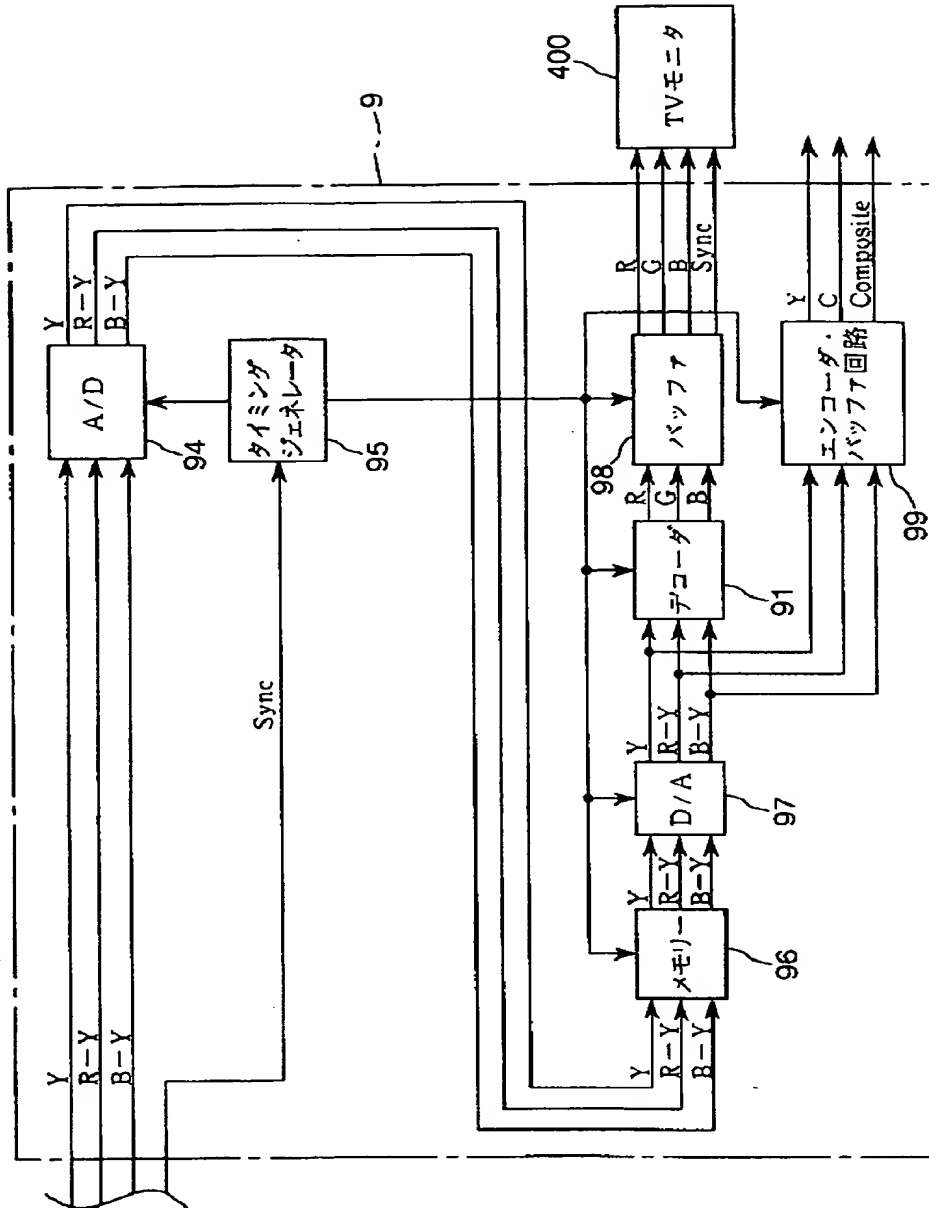
【図3】



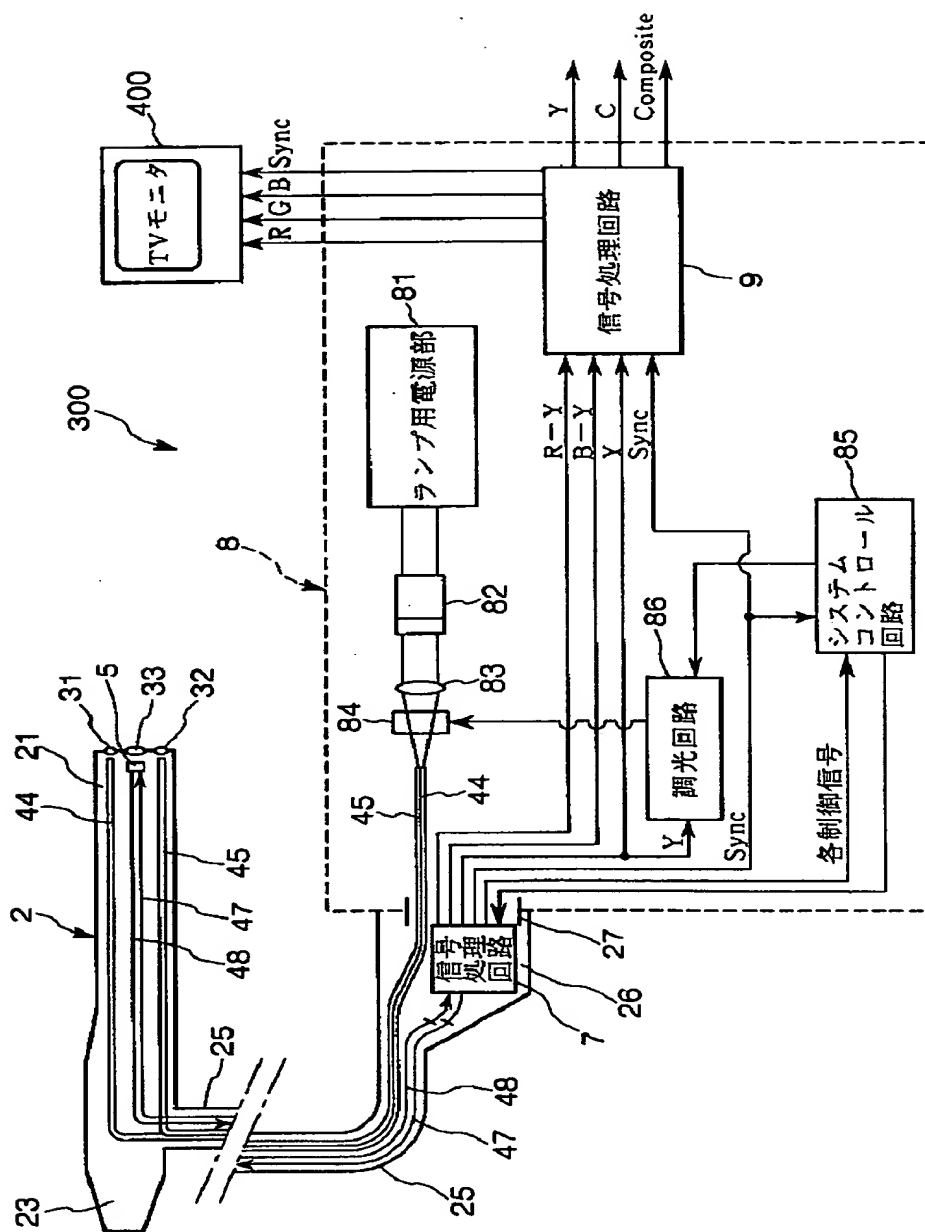
【図4】



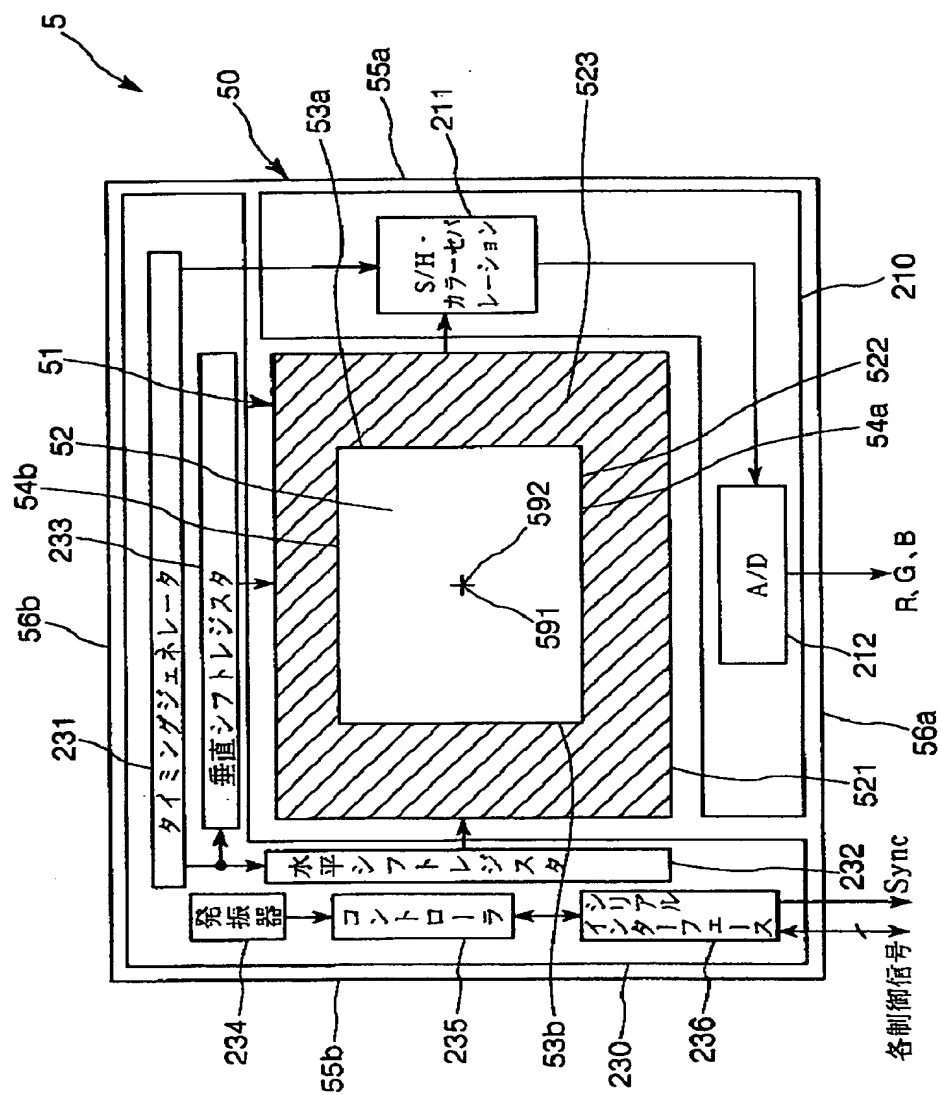
【図 5】



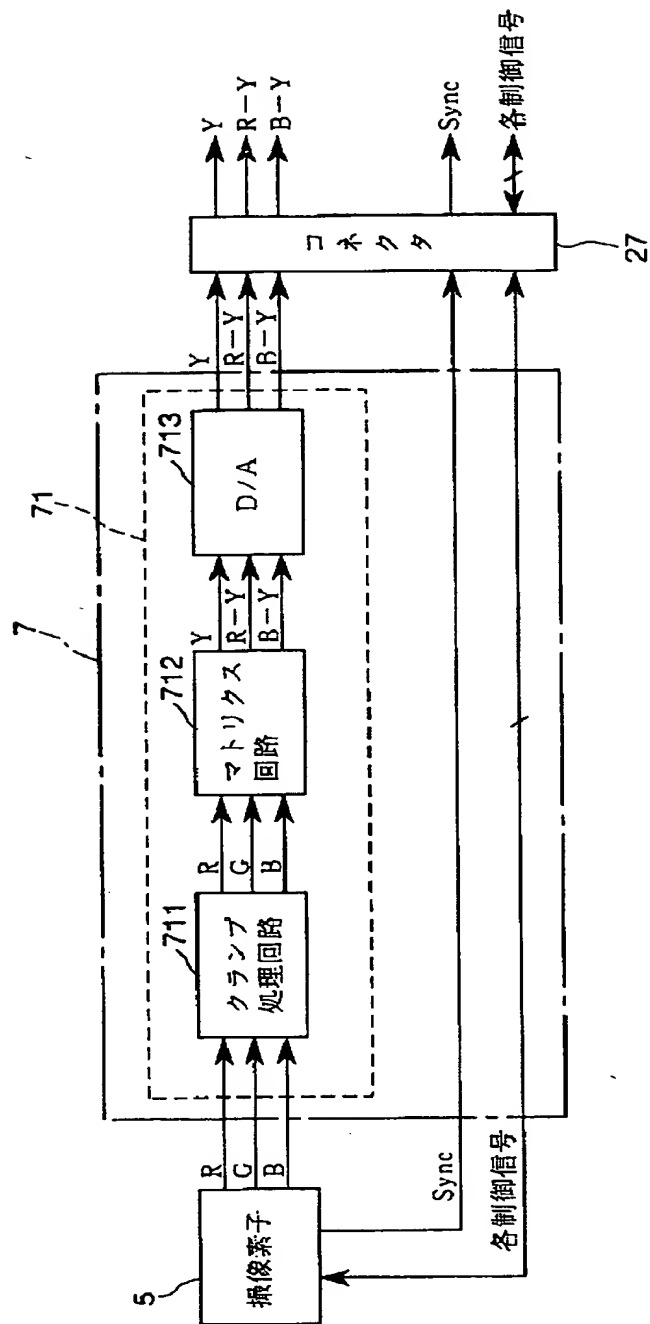
【図6】



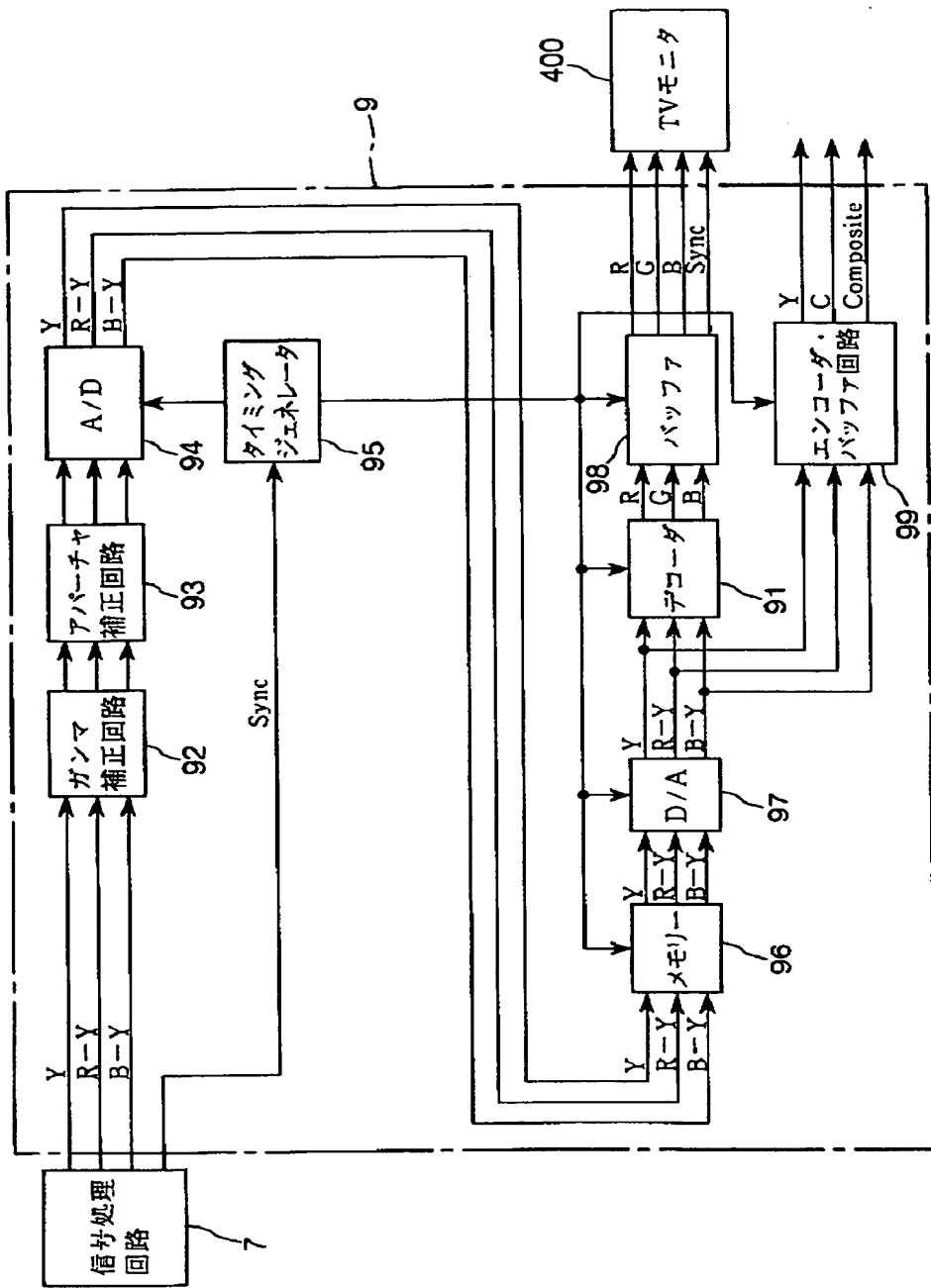
【図 7】



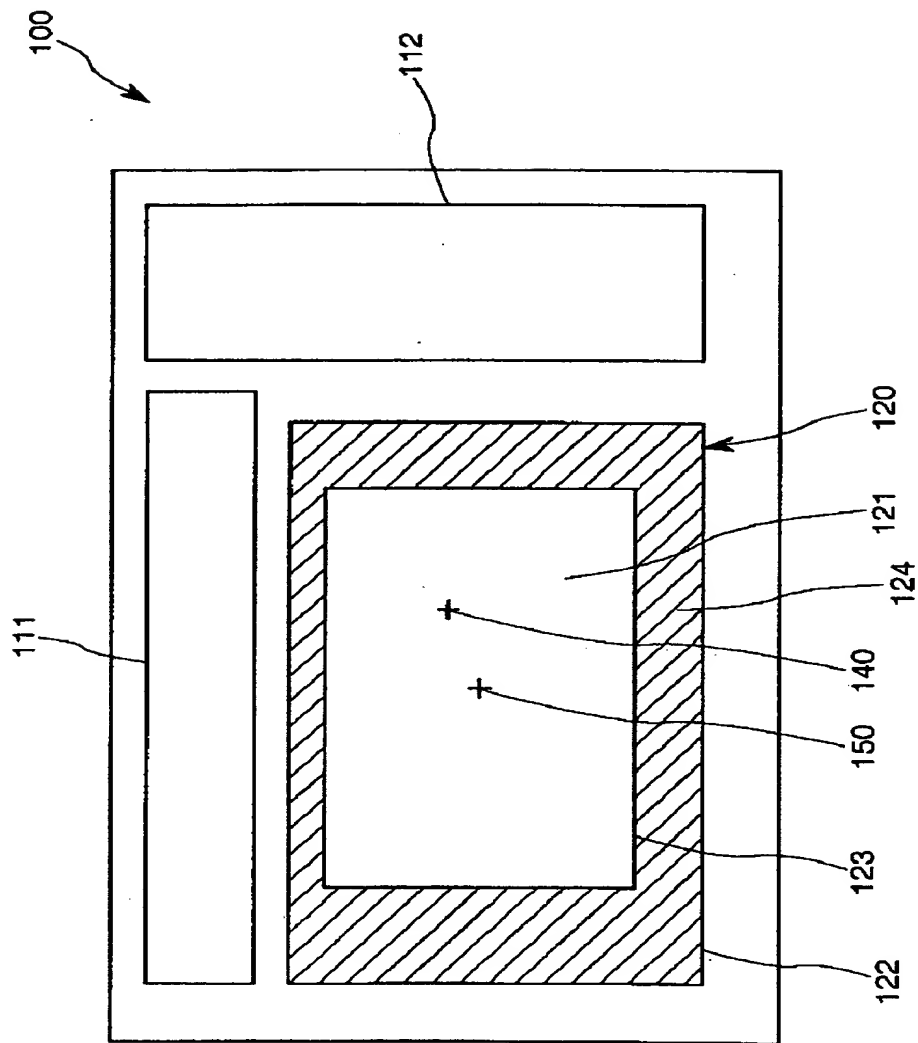
【図 8】



【図 9】



【図 1 0】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 容易かつ確実に位置決めすることができ、かつ、内視鏡本体の径を小さくし得る電子内視鏡用の撮像素子を提供する。

【解決手段】 可撓性を有する長尺物の内視鏡本体の先端部には、対物レンズ、凸レンズ、凹レンズおよび光学ローパスフィルタで構成された撮像光学系と、CMOSセンサ51を備えたCMOS型の撮像素子5と、一对の配光レンズとが設けられている。この撮像素子5においては、受光面52上におけるハウジング50の中心591と、有効撮像領域522の中心592とが略一致するように、CMOSセンサ51と、CMOSセンサ51から出力された信号の信号処理を行う信号処理系の回路210と、CMOSセンサ51から信号を抽出するためのタイミング制御を行う制御系の回路230とが配置されている。

【選択図】 図3

認 定 ・ 付 加 情 報

特許出願の番号	特願 2 0 0 0 - 2 5 0 2 0 6
受付番号	5 0 0 0 1 0 5 8 4 1 1
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0 0 9 0
作成日	平成 1 2 年 8 月 2 2 日

< 認定情報・付加情報 >

【提出日】	平成12年 8月21日
-------	-------------

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000000527]

1. 変更年月日	1990年 8月10日
[変更理由]	新規登録
住 所	東京都板橋区前野町2丁目36番9号
氏 名	旭光学工業株式会社